

PULSE WAVE ANALYZER

Publication number: JP6205747

Publication date: 1994-07-26

Inventor: AMANO KAZUHIKO; KASAHARA HIROSHI; ISHIYAMA HITOSHI; KODAMA KAZUO

Applicant: SEIKO EPSON CORP

Classification:

- international: **A61B5/0245; A61B5/024;** (IPC1-7): A61B5/0245

- european:

Application number: JP19930001431 19930107

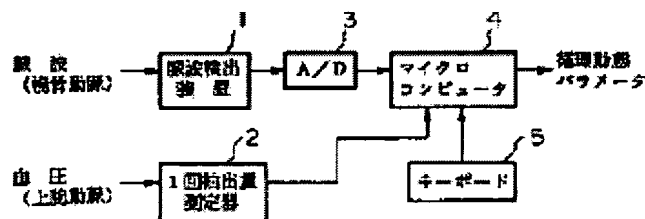
Priority number(s): JP19930001431 19930107

[Report a data error here](#)

Abstract of JP6205747

PURPOSE: To provide a pulse wave analyzer having an inexpensive structure and measuring the circulatory dynamic parameters without damaging the body of a patient.

CONSTITUTION: A microcomputer 4 detects the radial artery wave of a patient via a pulse wave detecting device 1, performs a simulation based on this radial artery wave, i.e., the process to consolidate the values of elements of an electric circuit simulating the system from the central part to the peripheral region of the artery system of a human body so that the response wave-form coincides with the radial artery wave when the electric signal corresponding to the pressure wave at the start site of an aorta is applied, and the values of the elements obtained by this consolidation are outputted as circulatory dynamic parameters.



Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平6-205747

(43) 公開日 平成6年(1994)7月26日

(51) Int.Cl. ⁵	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 5/0245		7638-4C	A 6 1 B 5/02	3 2 1 C
		7638-4C		3 1 0 K

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願平5-1431

(22) 出願日 平成5年(1993)1月7日

(71) 出願人 000002369

セイコーエプソン株式会社

東京都新宿区西新宿2丁目4番1号

(72) 発明者 天野 和彦

長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内

(72) 発明者 笠原 宏

千葉県柏市中新宿1-1-29

(72) 発明者 石山 仁

茨城県取手市取手3-3-18

(72) 発明者 児玉 和夫

神奈川県横浜市緑区あずみ野3-31-43

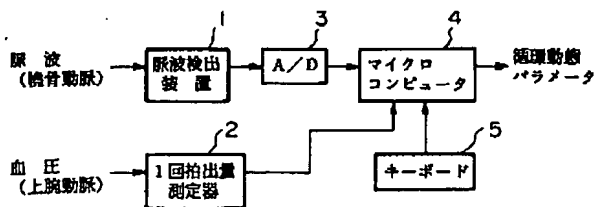
(74) 代理人 弁理士 志賀 正武 (外2名)

(54) 【発明の名称】 脈波解析装置

(57) 【要約】

【目的】 安価な構成であり、かつ、患者の身体を損傷することなく循環動態パラメータを測定する。

【構成】 マイクロコンピュータ(4)は、脈波検出装置(1)を介して患者の橈骨動脈波を検出し、この橈骨動脈波形に基づくシミュレーション、すなわち、大動脈起始部の圧力波に対応した電気信号を与えたときの応答波形が橈骨動脈波と一致するように人体の動脈系の中枢部から末梢部に至る系を模した電気回路の各素子の値を合せ込む処理を行い、この合せ込みにより得られた各素子の値を循環動態パラメータとして出力する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 橈骨動脈波を検出する脈波検出手段と、
人体の動脈系の中枢部から末梢部に至る系を模した電気回路の各素子の値を算出する手段であって、大動脈起始部の圧力波に対応した電気信号を与えたときに該電気回路から得られる出力信号波形が前記橈骨動脈波に対応した波形となるように該電気回路の各素子の値を算定する評価手段とを具備することを特徴とする脈波解析装置。

【請求項2】 前記脈波検出手段が非侵襲的に人体の脈波を検出するセンサであることを特徴とする請求項1記載の脈波解析装置。

【請求項3】 前記評価手段による前記電気回路の各素子の算定結果を記録する記録手段を具備し、前記脈波検出手段が前記橈骨動脈波を繰り返し検出すると共に前記評価手段が前記脈波検出手段により検出される橈骨動脈波に基づき前記電気回路の各素子の値を繰り返し算定することを特徴とする請求項1記載の脈波解析装置。

【請求項4】 患者の橈骨動脈波を検出する脈波検出手段と、

前記患者の1回拍出量を検出する1回拍出量検出手段と、

人体の動脈中枢部から末梢部に至る系を模したモデルとして、

前記動脈系中枢部での血液粘性による血管抵抗に対応した第1の抵抗、

前記動脈系中枢部での血液の慣性に対応したインダクタンス、

前記動脈中枢部での血管の粘弾性に対応した静電容量、および前記末梢部での血管抵抗に対応した第2の抵抗とを有し、

1対の入力端子間に前記第1の抵抗およびインダクタンスからなる直列回路と前記静電容量および第2の抵抗からなる並列回路とが順次直列に介挿されてなる四要素集中定数モデルを想定し、

前記入力端子間に大動脈起始部の圧力波に対応した電気信号を与えたときに前記静電容量および第2の抵抗の両端から前記橈骨動脈波に対応した電気信号が得られるように前記四要素集中定数モデルの各定数を特定する手段であり、

前記1回拍出量に基づいて前記インダクタンスの値を算出し、該インダクタンスの値、前記橈骨動脈波形の角周波数および減衰率に基づいて前記第1の抵抗、インダクタンス、静電容量および第2の抵抗の各値を算出し、これらの算出結果を循環動態パラメータとして出力するパラメータ評価手段と、

を具備することを特徴とする脈波解析装置。

【請求項5】 患者の橈骨動脈波を検出する脈波検出手段と、

前記患者の血流量を検出する血流量検出手段と、

人体の動脈中枢部から末梢部に至る系を模したモデルと

して、

前記動脈系中枢部での血液粘性による血管抵抗に対応した第1の抵抗、

前記動脈系中枢部での血液の慣性に対応したインダクタンス、

前記動脈中枢部での血管の粘弾性に対応した静電容量、および前記末梢部での血管抵抗に対応した第2の抵抗とを有し、

1対の入力端子間に前記第1の抵抗およびインダクタンスからなる直列回路と前記静電容量および第2の抵抗からなる並列回路とが順次直列に介挿されてなる四要素集中定数モデルを想定し、

前記入力端子間に大動脈起始部の圧力波に対応した電気信号を与えたときに前記静電容量および第2の抵抗の両端から前記橈骨動脈波に対応した電気信号が得られるように前記四要素集中定数モデルの各定数を特定する手段であり、

前記血流量に基づいて前記インダクタンスの値を算出し、該インダクタンスの値、前記橈骨動脈波形の角周波数および減衰率に基づいて前記第1の抵抗、インダクタンス、静電容量および第2の抵抗の各値を算出し、これらの算出結果を循環動態パラメータとして出力するパラメータ評価手段と、

を具備することを特徴とする脈波解析装置。

【請求項6】 前記大動脈起始部の圧力波に対応した電気信号として脈波の1拍の長さに対応した周期 t_p を有する周期波形 $e(t)$ を使用するものであり、該周期波形 $e(t)$ は、 $t_{p1} < t_p$ を満足する t_{p1} 、最低血圧に対応した電圧値 E_0 および最高血圧と最低血圧との血圧差に対応した電圧値 E_Δ を用いることにより、

$0 \leq t < t_{p1}$ の期間は、

$$e(t) = E_0 + E_\Delta \cdot (1 - (t/t_{p1}))$$

$t_{p1} \leq t < t_p$ の期間は、

$$e(t) = E_0$$

と表されるものであることを特徴とする請求項4または5記載の脈波解析装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】この発明は人体の循環器系の診断に使用される脈波解析装置に関する。

【0002】

【従来の技術】循環器系の状態を診断する場合、最も一般的に測定されるのが血圧や心拍数である。しかし、さらに詳しい診断を行うためには血管の粘性抵抗やコンプライアンス（粘弾性）といった循環動態パラメータを測定することが必要となる。従来、このような循環動態パラメータを測定するためには、大動脈起始部と切痕部の圧力波形及び血流量を測定する必要があり、その測定法としては、動脈にカテーテルを挿入し直接測定する方法または超音波等で間接的に測定する方法があった。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上述した従来の測定方法のうち前者の方法は侵襲的な大がかりな装置を必要とするという問題があった。一方、後者の方法によれば、血管内の血流を非侵襲的に観測することができ、この方法は熟練を要するものであり、また、測定のための装置も大掛かりなものになってしまうという問題があった。

【0004】この発明は上述した事情に鑑みてなされたものであり、安価な構成であり、かつ、非侵襲的に循環動態パラメータの評価をすることができる脈波解析装置を提供することを目的とする。

【0005】

【課題を解決するための手段】請求項1に係る発明は、橈骨動脈波を検出する脈波検出手段と、人体の動脈系の中枢部から末梢部に至る系を模した電気回路の各素子の値を算出する手段であって、大動脈起始部の圧力波に対応した電気信号を与えたときに該電気回路から得られる出力信号波形が前記橈骨動脈波に対応した波形となるように該電気回路の各素子の値を算定する評価手段とを具備することを特徴とする。請求項2に係る発明は、上記請求項1に係る発明において、前記脈波検出手段が非侵襲的に人体の脈波を検出するセンサであることを特徴とする。請求項3に係る発明は、上記請求項1に係る発明において、前記評価手段による前記電気回路の各素子の算定結果を記録する記録手段を具備し、前記脈波検出手段が前記橈骨動脈波を繰り返し検出すると共に前記評価手段が前記脈波検出手段により検出される橈骨動脈波に基づき前記電気回路の各素子の値を繰り返し算定することを特徴とする。請求項4に係る発明は、患者の橈骨動脈波を検出する脈波検出手段と、前記患者の1回拍出量を検出する1回拍出量検出手段と、人体の動脈系の中枢部から末梢部に至る系を模したモデルとして、前記動脈系中枢部での血液粘性による血管抵抗に対応した第1の抵抗 R_1 、前記動脈系中枢部での血液の慣性に対応したインダクタンス L 、前記動脈系中枢部での血管の粘弾性に対応した静電容量 C 、および前記末梢部での血管抵抗に対応した第2の抵抗 R_2 とを有し、1対の入力端子間に前記第1の抵抗およびインダクタンスからなる直列回路と前記静電容量および第2の抵抗からなる並列回路とが順次直列に介挿されてなる四要素集中定数モデルを想定し、前記入力端子間に大動脈起始部の圧力波に対応した電気信号を与えたときに前記静電容量および第2の抵抗の両端から前記橈骨動脈波に対応した電気信号が得られるように前記四要素集中定数モデルの各定数を特定する手段であり、前記1回拍出量に基づいて前記インダクタンスの値を算出し、該インダクタンスの値、前記橈骨動脈波の角周波数および減衰率に基づいて前記第1の抵抗、インダクタンス、静電容量および第2の抵抗の各値を算出し、これらの算出結果を循環動態パラメータとして出

力するパラメータ評価手段と、を具備することを特徴とする。請求項5に係る発明は、患者の橈骨動脈波を検出する脈波検出手段と、前記患者の血流量を検出する血流量検出手段と、人体の動脈系中枢部から末梢部に至る系を模したモデルとして、前記動脈系中枢部での血液粘性による血管抵抗に対応した第1の抵抗 R_1 、前記動脈系中枢部での血液の慣性に対応したインダクタンス L 、前記動脈系中枢部での血管の粘弾性に対応した静電容量 C 、および前記末梢部での血管抵抗に対応した第2の抵抗 R_2 とを有し、1対の入力端子間に前記第1の抵抗およびインダクタンスからなる直列回路と前記静電容量および第2の抵抗からなる並列回路とが順次直列に介挿されてなる四要素集中定数モデルを想定し、前記入力端子間に大動脈起始部の圧力波に対応した電気信号を与えたときに前記静電容量および第2の抵抗の両端から前記橈骨動脈波に対応した電気信号が得られるように前記四要素集中定数モデルの各定数を特定する手段であり、前記血流量に基づいて前記インダクタンスの値を算出し、該インダクタンスの値、前記橈骨動脈波の角周波数および減衰率に基づいて前記第1の抵抗、インダクタンス、静電容量および第2の抵抗の各値を算出し、これらの算出結果を循環動態パラメータとして出力するパラメータ評価手段と、を具備することを特徴とする。請求項6に係る発明は、上記請求項4または5に係る発明において、前記大動脈起始部の圧力波に対応した電気信号として脈波の1拍の長さに対応した周期 t_p を有する周期波形 $e(t)$ を使用するものであり、該周期波形 $e(t)$ は、 $t_0 < t_p$ を満足する t_0 、最低血圧に対応した電圧値 E_0 および最高血圧と最低血圧との血圧差に対応した電圧値 E_m を用いることにより、 $0 \leq t < t_0$ の期間は、
$$e(t) = E_0 + E_m(1 - (t/t_0))$$
 $t_0 \leq t < t_p$ の期間は、
$$e(t) = E_0$$
と表されるものであることを特徴とする。

【0006】

【作用】上記請求項1に係る発明によれば、橈骨動脈波に基づき患者の循環動態パラメータが算定される。上記請求項2に係る発明によれば、患者の身体を損傷することなく、循環動態パラメータが算定される。上記請求項3に係る発明によれば、患者の循環動態パラメータを長時間に渡って連続的に採取することができる。上記請求項4または5に係る発明によれば、動脈系の電気的モデルとして構成の簡単な四要素集中定数モデルを使用しており、また、1回拍出量の測定結果により該モデルのインダクタンスの値を算出するので、循環動態パラメータを簡単な演算処理により算定することができる。上記請求項6に係る発明によれば、大動脈起始部の圧力波を簡単な三角波によってモデリングしているので、さらに簡単な演算処理により循環動態パラメータを算定するこ

とができる。

【0007】

【実施例】以下、図面を参照し、本発明の実施例を説明する。

＜実施例の構成＞図1はこの発明の一実施例による脈波解析装置の構成を示すブロック図である。この装置は、非侵襲的なセンサにより人体から得られた情報に基づき、人体の動脈系の循環動態パラメータを評価する。なお、本実施例において取扱う循環動態パラメータの具体的内容については後述する。図1において、1は脈波検出装置、2は1回拍出量測定器である。これらのうち、脈波検出装置1は、図2に示すように患者の手首に装着された圧力センサS1を介して橈骨動脈波形を検出すると共に患者の上腕部に装着されたカフ帯S2を介して患者の血圧を検出する。そして、橈骨動脈波形を血圧によって校正し、その結果得られる校正された橈骨動脈波形を電気信号（アナログ信号）として出力する。脈波検出装置1が出力するアナログ信号は、A/D変換器3に入力され、所定のサンプリング周期毎にデジタル信号に変換される。また、1回拍出量測定器2は、図2に示すようにカフ帯S2に接続されており、このカフ帯S2を介して心臓から1回の拍により流出される血液の量である1回拍出量を測定し、その測定結果を1回拍出量データ（デジタル信号）として出力する。この種の1回拍出量測定器2としては、いわゆる収縮期面積法により測定を行う装置を使用することができる。

【0008】マイクロコンピュータ4は、キーボード5から入力されるコマンドに従い、以下列挙する各処理を行う。

①A/D変換器3を介して得られる橈骨動脈波形の時系列デジタル信号を内蔵の波形メモリに取り込む脈波読取処理

②上記波形メモリに取り込んだ橈骨動脈波形を拍毎に平均化し1拍に対応した橈骨動脈波形を求める平均化処理

③1回拍出量データを取り込む処理

④上記1拍に対応した橈骨動脈波形を表す数式を求め、この数式に基づき患者の動脈系に対応した電気的モデルの各パラメータを算出するパラメータ算出処理

⑤パラメータ演算処理により得られたパラメータを循環*

$$e = R_c i + L (di/dt) + v_p$$

ここで、電流*i*は、

$$i = i_c + i_p$$

$$= C (dv_p/dt) + (v_p/R_p) \quad \dots \quad (2)$$

と表すことができるから、上記式(1)は下記式(3)※ ※のように表すことができる。

$$e = LC (d^2 v_p / dt^2) + \{R_c C + (L/R_p)\} (dv_p / dt) + (1 + (R_c/R_p)) v_p$$

$$\dots \quad (3)$$

周知の通り、上記式(3)によって示されるような2次の定係数常微分方程式の一般解は、上記式(3)を満足

$$0 = LC (d^2 v_p / dt^2) + \{R_c C + (L/R_p)\} (dv_p / dt)$$

*動態パラメータとして図示しない出力装置（例えばプリンタ、ディスプレイ装置等）を介して出力する出力処理
なお、これらの処理の詳細については本実施例の動作説明の際に詳述する。

【0009】＜本実施例において採用した電気的モデルについて＞

A. 四要素集中定数モデル

本実施例では、動脈系の電気的モデルとして四要素集中定数モデルを採用する。この四要素集中定数モデルは、人体の循環系の挙動を決定する要因のうち、動脈系中枢部での血液による慣性、中枢部での血液粘性による血管抵抗（粘性抵抗）、中枢部での血管のコンプライアンス（粘弾性）及び末梢部での血管抵抗（粘性抵抗）の4つのパラメータに着目し、これらを電気回路としてモデリングしたものである。図4に四要素集中定数モデルの回路図を示す。以下、この四要素集中定数モデルを構成する各素子と上記各パラメータとの対応関係を示す。

インダクタンス*L*：動脈系中枢部での血液の慣性 [$dyn \cdot s^2/cm^5$]

20 静電容量*C*：動脈系中枢部での血管のコンプライアンス（粘弾性） [cm^5/dyn]

なお、コンプライアンスとは血管の軟度を表わす量であり、粘弾性のことである。

電気抵抗*R_c*：動脈系中枢部での血液粘性による血管抵抗 [$dyn \cdot s/cm^5$]

電気抵抗*R_p*：動脈系末梢部での血液粘性による血管抵抗 [$dyn \cdot s/cm^5$]

また、この電気回路内の各部を流れる電流*i_c*、*i_p*、*i_e*は、各々対応する各部を流れる血流 [cm^3/s] に相当する。また、この電気回路に印加される入力電圧*e*は大動脈起始部の圧力 [dyn/cm^2] に相当する。そして、静電容量*C*の端子電圧*v_p*は、橈骨動脈部での圧力 [dyn/cm^2] に相当するものである。

【0010】B. 四要素集中定数モデルおよびその応答特性の近似式

次に図4に示す四要素集中定数モデルの挙動についての理論的説明を行う。まず、図4に示す四要素集中定数モデルにおいては、下記微分方程式が成立する。

$$\dots \quad (1)$$

する特殊解（定常解）と、下記微分方程式を満足する過渡解との和によって与えられる。

$$\begin{aligned} & 7 \\ & + (1 + (R_c/R_p)) v_p \end{aligned} \quad \dots \quad (4)$$

【0011】ここで、微分方程式(4)の解は次のよう *記式(5)によって表される減衰振動波形を仮定する。
にして得られる。まず、微分方程式(4)の解として下*

$$v_p = A \exp(st) \quad \dots \quad (5)$$

この式(5)を式(4)に代入すると、式(4)は次の※ ※ように表されることとなる。

$$\{LCs^2 + (R_c C + (L/R_p))s + (1 + (R_c/R_p))\} v_p = 0 \quad \dots \quad (6)$$

そして、上記式(6)をsについて解くと、

$$\begin{aligned} s &= \{- (R_c C + (L/R_p)) \\ &\pm \sqrt{(R_c C + (L/R_p))^2 - 4LC(1 + (R_c/R_p))}\} / 2LC \end{aligned} \quad \dots \quad (7)$$

となる。式(7)において

$$(R_c C + (L/R_p))^2 < 4LC(1 + (R_c/R_p)) \quad \dots \quad (8)$$

である場合には第2項の根号√の中が負となり、この場合★ ★合、sは以下のように表される。

$$\begin{aligned} s &= \{- (R_c C + (L/R_p)) \\ &\pm j\sqrt{4LC(1 + (R_c/R_p)) - (R_c C + (L/R_p))^2}\} / 2LC \\ &= -\alpha \pm j\omega \end{aligned} \quad \dots \quad (9)$$

$$\begin{aligned} \alpha &= (R_c C + (L/R_p)) / 2LC \\ &= (L + R_p R_c C) / 2LC R_p \end{aligned} \quad \dots \quad (10)$$

$$\omega = \{\sqrt{4LC(1 + (R_c/R_p)) - (R_c C + (L/R_p))^2}\} / 2LC \quad \dots \quad (11)$$

ここで、

$$A_1 = LC \quad \dots \quad (12)$$

$$A_2 = (L + R_c R_p C) / R_p \quad \dots \quad (13)$$

$$A_3 = (R_c + R_p) / R_p \quad \dots \quad (14)$$

とおくと、上記式(10)および(11)は以下のように☆30☆に表することができる。

$$\alpha = A_2 / 2A_1 \quad \dots \quad (15)$$

$$\omega = \sqrt{\{(A_3/A_1) - \alpha^2\}} \quad \dots \quad (16)$$

このようにしてsの値が確定し、上記微分方程式(4)を満足する解が得られる。以上の知見に基づき、本実施例においては、四要素集中定数モデルの応答波形に含まれる減衰振動成分を近似する式として上記式(5)を用いることとした。

【0012】次に大動脈起始部の圧力波形のモデリングを行う。一般に大動脈起始部の圧力波形は図5のような波形である。そこで、この圧力波形を図6に示す三角波◆40

$$e = E_0 + E_a(1 - (t/t_{r1})) \quad \dots \quad (17)$$

$t_{r1} \leq t < t_r$ の区間:

$$e = E_0 \quad \dots \quad (18)$$

そして、上記(17)式および(18)式によって表される電気信号eを図4の等価回路に入力した時の応答波形 v_p 。(橈骨動脈波に対応)を本実施例においては以下

$$\begin{aligned} v_p &= E_{s1} + B(1 - t/t_s) \\ &+ D_{s1} \exp(-\alpha t) \sin(\omega t + \theta_1) \end{aligned} \quad \dots \quad (19)$$

$t_{r1} \leq t < t_r$ の区間:

◆で近似することにする。図6において近似波形の振幅と時間を E_0 、 E_a 、 t_r 、 t_{r1} とすると、任意の時間tにおける大動脈圧eは次式で表わされる。 E_0 は最低血圧(拡張期血圧)、 $E_0 + E_a$ は最高血圧(収縮期血圧)であり、 t_r は1拍の時間、 t_{r1} は大動脈圧の立ち上がりからその圧力が最低血圧値になるまでの時間である。

$0 \leq t < t_{r1}$ の区間:

のように近似する。

$0 \leq t < t_{r1}$ の区間:

$$\begin{aligned}
 v_F &= E_{s1s} \\
 &+ D_{s2} \cdot \exp \{-\alpha (t - t_{p1})\} \cdot \sin \{\omega (t - t_{p1}) + \theta_2\} \\
 &\dots (20)
 \end{aligned}$$

上記式(19)における右辺第3項および上記式(20)における右辺第2項が既に説明した減衰振動成分(上記式(5)に対応するもの)であり、これらの項における α および ω は上記式(15)および(16)により与えられる。

【0013】C. 四要素集中モデルの各パラメータと概*

$$\begin{aligned}
 &E_0 + E_s (1 - (t/t_{p1})) \\
 &= (1 + (R_c/R_p)) (E_{s1s} + B) \\
 &- (B/t_b) (R_c C + (L/R_p)) t \\
 &+ \{LC(\alpha^2 - \omega^2) D_{s1} - \alpha D_{s1} (R_c C + (L/R_p)) + D_{s1} (1 + (R_c/R_p))\} \exp(-\alpha t) \sin(\omega t + \theta_1) \\
 &+ \{\omega D_{s1} (R_c C + (L/R_p)) - 2LC\alpha\omega D_{s1}\} \exp(-\alpha t) \cos(\omega t + \theta_1) \\
 &\dots (21)
 \end{aligned}$$

この式(21)が成立するためには以下の条件が必要で※ ※ある。

$$\begin{aligned}
 E_0 + E_s &= (1 + (R_c/R_p)) (E_{s1s} + B) \\
 &= E_0 + A_3 B - (B/t_b) A_2 \dots (22)
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 E_s/t_{p1} &= (B/t_b) (1 + (R_c/R_p)) \\
 &= B/(t_b A_3) \dots (23)
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 LC(\alpha^2 - \omega^2) - \alpha (R_c C + (L/R_p)) + (1 + R_c/R_p) &= 0 \\
 \dots (24)
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 R_c C + (L/R_p) &= 2LC\alpha \dots (25)
 \end{aligned}$$

なお、上記式のうち式(24)および(25)は α および ω を拘束するものであるが、既に式(15)および(16)により得られた α および ω は当然のことながらこれらの式を満足する。

★

$$\begin{aligned}
 &E_0 \\
 &= (1 + (R_c/R_p)) E_{min} \\
 &+ \{LC(\alpha^2 - \omega^2) D_{s2} - \alpha (R_c C + (L/R_p)) D_{s2} + (1 + (R_c/R_p)) D_{s2}\} \exp(-\alpha (t - t_{p1})) \sin(\omega (t - t_{p1}) + \theta_2) \\
 &+ \{\omega (R_c C + (L/R_p)) D_{s2} - 2LC\alpha\omega D_{s2}\} \exp(-\alpha (t - t_{p1})) \cos(\omega (t - t_{p1}) + \theta_2) \\
 &\dots (26)
 \end{aligned}$$

この式(26)が成立するためには上記式(23)、(24)が成立することに加え、下記式(27)が成立☆

$$\begin{aligned}
 E_0 &= (1 + (R_c/R_p)) E_{s1s} \\
 &= A_3 E_{s1s} \dots (27)
 \end{aligned}$$

【0015】以上のようにして得られた微分方程式(3)が成立するための条件式(22)~(25)、(27)に基づき、式(19)および(20)における◆

$$\begin{aligned}
 &E_{s1s} \\
 &= E_0/A_3 \dots (28)
 \end{aligned}$$

次に式(23)よりBは、

$$B = (t_b E_s) / (t_{p1} A_3) \dots (29)$$

となる。次に上記式(22)に上記式(29)を代入し*

$$t_b = (t_{p1} A_3 + A_2) / A_3 \dots (30)$$

となる。

*骨動脈波形との関係

以下、上記式(19)および(20)における各定数のうち既に確定した α および ω 以外のものについて検討する。まず、上記式(17)および(19)を上記微分方程式(3)に代入すると、下記の式(21)が得られる。

★【0014】一方、上記式(18)および(20)を上記微分方程式(3)に代入すると、下記の式(26)が得られる。

☆することが必要である。

◆各定数を算定する。まず、 E_{s1s} は上記式(27)より、

50 【0016】そして、残った定数 D_{1s} 、 D_{2s} 、 θ_1 およ

び θ_2 は、橈骨動脈波形 v_p が $t=0$, t_{p1} , t_p において連続性を維持し得るような値、すなわち、下記条件a~dを満足する値が選ばれる。

- a. 式(19)の $v_p(t_{p1})$ と式(20)の $v_p(t_{p1})$ とが一致すること
 b. 式(20)の $v_p(t_p)$ と式(19)の $v_p(0)$ *

$$D_{11} = \sqrt{\{(D_{11}^2 + D_{12}^2)\}} / \omega$$

$$\theta_1 = D_{11} / D_{12}$$

なる値が選ばれる。ただし、上記各式において、

$$D_{11} = (v_{01} - B) \omega \quad \dots \quad (33)$$

$$D_{12} = (v_{01} - B) \alpha + (B/t_0) + (i_{01}/C) \quad \dots \quad (34)$$

であり、 v_{01} と i_{01} は $t=0$ における v_r と i_r の初期値※ ※である。また、 D_{21} および θ_2 は、

$$D_{21} = \sqrt{(D_{21}^2 + D_{22}^2)} / \omega \quad \dots \quad (35)$$

$$\theta_2 = D_{21} / D_{22} \quad \dots \quad (36)$$

なる値が選ばれる。ただし、上記各式において

$$D_{21} = v_{02} \cdot \omega \quad \dots \quad (37)$$

$$D_{22} = v_{02} \cdot \alpha + (i_{02}/C) \quad \dots \quad (38)$$

であり、 v_{02} と i_{02} は $t=t_{r1}$ の v_r と i_r の初期値である。このようにして式(19)および(20)の各定数が得られた。

★20

$$R_c = \{L - 2R_r \sqrt{(LC(1 - \omega^2 LC))}\} / CR_r \quad \dots \quad (39)$$

となる。ここで、 R_c が実数でかつ正となる条件は、

$$4R_r^2 C / \{1 + (2\omega R_r C)^2\} \leq L \leq 1/\omega^2 C \quad \dots \quad (40)$$

である。一般に R_r のオーダは 10^3 (dyn·s/cm⁵) 程度、 C は 10^{-4} (cm⁵/dyn) 程度であり、また、 ω は脈波に重畳している振動成分の角周波数であるから 10 ☆

★【0017】さて、式(16)の角周波数 ω から逆算することにより中枢部での血管抵抗 R_c は、

$$L = 1 / (\omega^2 C) \quad \dots \quad (41)$$

とおくと、 R_c は、

$$R_c = L / (CR_r) \quad \dots \quad (42)$$

となる。また、式(41)および(42)の関係より式◆30◆(15)の減衰定数 α は、

$$\alpha = 1 / (CR_r) \quad \dots \quad (43)$$

となる。(41)式~(43)式を用いて、 α と ω 及び四定数のいずれか1つ、例えば血液の慣性 L を用*

*いて残りのパラメータを表わすと、

$$R_c = \alpha L \quad \dots \quad (44)$$

$$R_r = \omega^2 L / \alpha \quad \dots \quad (45)$$

$$C = 1 / (\omega^2 L) \quad \dots \quad (46)$$

となる。上式(44)~(46)より、モデルのパラメータは α , ω および L が得られることにより確定することが明らかである。

※いて算出することができる。以下、1回拍出量SVに基づく L の算出手順について説明する。まず、大動脈起始部の圧力波の平均値 E_{01} は以下の式(47)により与えられる。

$$E_{01} = \{E_0 t_p + (t_{p1} E_a / 2)\} / t_p \quad \dots \quad (47)$$

一方、 R_c , R_p , α , ω および L 間には下記式(48)★ ★が成立する。

$$R_c + R_p = \alpha L + (\omega^2 L / \alpha) = (\alpha^2 + \omega^2) L / \alpha \quad \dots \quad (48)$$

そして、四要素集中定数モデルを流れる平均電流、すなわち、上記 E_{01} を $R_c + R_p$ によって除算したものは、拍☆

☆動により動脈を流れる血流の平均値(SV/ t_p)に相当するから下記式(49)が成立する。

$$\begin{aligned} & SV / t_p \\ &= 1333.22 (1/t_p) \{E_0 t_p + (t_{p1} E_a / 2)\} (\alpha^2 + \omega^2) / (\alpha L) \end{aligned} \quad \dots \quad (49)$$

なお、上記式(49)における1333.22は圧力値の単位 50 をmmHgからdyn/cm²に換算するための比例定数である。

このようにして得られた式(49)をLについて解くことにより、1回拍出量SVからLを求めるための式(50)

$$L = 1333.22 \{E_0 t_p + (t_{p1} E_n / 2)\} (\alpha^2 + \omega^2) / (\alpha \cdot SV) \quad (50)$$

なお、血流量を測定することにより上記式(49)中の平均電流 $(1/t_p) \{E_0 t_p + (t_{p1} E_n / 2)\}$ に相当する値を求め、この結果に基づきインダクタンスLを算出してもよい。血流量を測定する装置としては、インピーダンス法によるもの、ドップラー法によるもの等が知られている。また、ドップラー法による血流量測定装置には、超音波を利用したもの、レーザを利用したもの等がある。

【0019】以上、橈骨動脈波および1回拍出量と四要素集中定数モデルの各素子の値との関係について説明した。本実施例におけるマイクロコンピュータ4は以上説明した関係に基づき四要素集中定数モデルの各素子の値の演算を行う。

【0020】＜実施例の動作＞図6～10はこの脈波解析装置の動作を示すフローチャートである。また、図11は平均化処理により得られた橈骨動脈波形を示す波形図、図9はパラメータ算出処理により得られた橈骨動脈波形W2と平均化処理により得られた橈骨動脈波形W1とを対比した波形図である。以下、これらの図を参照し本実施例の動作を説明する。

【0021】A. 通常の測定処理

①脈波読取処理

循環動態パラメータの評価を行うに際し、診断者は図2に示すように圧力センサS1およびカフ帯S2を患者に装着し、測定指示をキーボード5から入力する。マイクロコンピュータ4はこのコマンドに応答し、まず、測定指示を脈波検出装置1へ送る。この結果、脈波検出装置1により橈骨動脈波が検出され、この橈骨動脈波を表す時系列デジタル信号がA/D変換器3から出力され、一定時間(約1分間)に亘ってマイクロコンピュータ4に取り込まれる。このようにしてマイクロコンピュータ4に複数拍分の橈骨動脈波形の時系列デジタル信号が取り込まれる。

【0022】②平均化処理

次にマイクロコンピュータ4はこのようにして取り込んだ複数拍に対応した橈骨動脈波形を1拍毎ごとに重ね合わせて1分間での1拍当たりの平均波形を求め、この平均波形を橈骨動脈波形の代表波形として内蔵のメモリに格納する(以上、ステップS1)。図8にこのようにしてメモリに格納された橈骨動脈波形の代表波形W1を例示する。

【0023】③1回拍出量データ取込処理

上記平均化処理が終了すると、マイクロコンピュータ4は1回拍出量測定器2へ測定指示を送る。この結果、1回拍出量測定器2により患者の1回拍出量が測定され、

*0)が以下の通り得られる。

その結果を示す1回拍出量データがマイクロコンピュータ4に取り込まれる(ステップS2)。

【0024】④パラメータ算出処理

次にマイクロコンピュータ4の処理はステップS3に進み、図7および図8にフローを示すパラメータ算出処理ルーチンが実行される。また、このルーチンの実行に伴い、図9にフローを示す α 、 ω 算出ルーチンが実行され(ステップS109、S117)、この α 、 ω 算出ルーチンの実行に伴い、図10にフローを示す ω 算出ルーチンが実行される(ステップS203)。以下、これらのルーチンの処理内容について説明する。

【0025】まず、マイクロコンピュータ4は、メモリに取り込んだ1拍分の橈骨動脈波形について、血圧が最大となる第1ポイントP1に対応した時間 t_1 および血圧値 y_1 と、第1ポイントの後、血圧が一旦落込む第2ポイントに対応した時間 t_2 および血圧値 y_2 と、2番目のピーク点である第3ポイントP3に対応した時間 t_3 および血圧値 y_3 を求める。また、メモリに取り込んだ橈骨動脈波形について1拍の時間 t_r 、最低血圧値 E_{min} (式(3)と(4)の第1項目に相当)を求める(ステップS101)。以上の処理により、パラメータ演算処理に必要な各データとして以下例示するものが得られる。

第1ポイント： $t_1 = 0.104$ (s)、 $y_1 = 123$ (mmHg)

第2ポイント： $t_2 = 0.264$ (s)、 $y_2 = 93.8$ (mmHg)

第3ポイント： $t_3 = 0.38$ (s)、 $y_3 = 103.1$ (mmHg)

1拍の時間： $t_r = 0.784$ (s)

最低血圧： $E_{min} = 87.7$ (mmHg)

1回拍出量データ： $SV = 90$ (cc/beat)

なお、第2ポイントP2と第3ポイントP3を区別することが困難ななだらかな脈波の場合には、第2と第3ポイントの時間を $t_2 = 2t_1$ 、 $t_3 = 3t_1$ としてその点の血圧値を決定する。

【0026】そして、計算の簡略化のため、図13に示すA点の血圧値 y_0 を用いて $y_1 \sim y_3$ の正規化処理を行い(ステップS102、S103)、Bの値を $(y_0/2) - 0.1$ に初期設定する(ステップS104)。

【0027】そして、次の手順でB、 t_b 、 α 、 ω の最適値を求める。

a. まず、Bを $y_0/2 \sim y_0$ の範囲で変化させると同時に t_b を $t_p/2 \sim t_p$ の範囲で変化させ(+0.1間隔)、各Bおよび t_b について $v_p(t_1) - y_1$ 、 v_p

$(t_2) - y_2$, $v_p(t_3) - y_3$ が最小となる α 、 ω を求める。

b. aにおいて求めた B 、 t_b 、 α 、 ω の中で $v_p(t_1) - y_1$, $v_p(t_2) - y_2$, $v_p(t_3) - y_3$ が最小となる B 、 t_b 、 α 、 ω を求める。

c. bにおいて求めた B 、 t_b を基準にして、 $B \pm 0.05$ 、 $t_b \pm 0.05$ の範囲で上記a、bを再び実行する。

d. 上記a～cの処理の際、 α は3～10の範囲を0.1間隔で変化させ、各 α について最適な ω を算出する。 ω は、各 α において、 $dv_p(t_2)/dt = 0$ となる点を二分法を用いて求めた(図10参照)。なお、上記各処理において v_p の値を演算するに際し式(33)の初期値 v_{p1} は零とする。

このような処理により以下例示するように各データが決定される。

$\alpha = 4.2 \text{ (s}^{-1}\text{)}$ 、 $\omega = 24.325 \text{ (rad/s)}$

$B = 27.2 \text{ (mmHg)}$ 、 $t_b = 0.602 \text{ (s)}$

【0028】f. そして、 t_{r1} 、 E_a 、 E_o を式(28)～(30)、(44)～(46)に基づいて算出する(ステップS123、S124)。この結果を以下例示するものが得られる。

$t_{r1} = 0.588 \text{ (s)}$

$E_a = 46.5 \text{ (mmHg)}$

$E_o = 90.3 \text{ (mmHg)}$

g. そして、式(50)を用い、1回拍出量から L の値を算出し(ステップS125)、残りのパラメータ値を式(44)～(46)により求める(ステップS126)。この結果、以下例示するパラメータが得られる。

$L = 7.021 \text{ (dyn} \cdot \text{s}^2/\text{cm}^5\text{)}$

$C = 2.407 \times 10^{-4} \text{ (cm}^5/\text{dyn)}$

$R_c = 29.5 \text{ (dyn} \cdot \text{s/cm}^5\text{)}$

$R_r = 958.2 \text{ (dyn} \cdot \text{s/cm}^5\text{)}$

また、直流的な(平均的な)総末梢血管抵抗 TPR を以下のようにして算出する。

$TPR = R_c + R_r = 1018.7 \text{ (dyn} \cdot \text{s/cm}^5\text{)}$

となる。

【0029】⑤出力処理

以上説明したパラメータ算出処理が終了すると、マイクロコンピュータ4は L 、 C 、 R_c および R_r を出力装置から出力する(ステップS4)。

【0030】確認のため、算出したパラメータで式(40)を計算すると、

$6.969 \leq L \leq 7.036$

となり、式(41)の近似は妥当であるといえる。また、図12に示す通り、算出したパラメータを用いて計算した橈骨動脈波形と実測波形(1分間の平均波形)とは非常によく一致しているといえる。

【0031】B. 連続測定

本実施例による装置は、タイマ(図示略)を備えてお

り、このタイマを使用することにより長時間に渡って連続的に循環動態パラメータを測定することができる。この連続測定を行う場合、診断者は連続測定の指示をキーボード5から入力する。この結果、図6におけるステップS4(出力処理)が終了した後、タイマがセットされ、タイマにより一定時間が計時された後、再び、ステップS1から実行が開始され、循環動態パラメータが測定され(ステップS3)、記録紙または記憶媒体等に記録される(ステップS4)。このようにして一定時間間隔で循環動態パラメータの連続的測定が行われる。

【0032】<変形例>本発明は以上説明した態様の他、以下列挙する態様にて実施することが可能である。

(1) 1回拍出量 SV の測定を行わず、 L は所定の値を仮定し、橈骨動脈波形のみにより循環動態パラメータを求める。演算精度が低下するのを補うため、図12に示すように演算により得られた橈骨動脈波形と測定により得られた橈骨動脈波形を重ね表示するモニタを設けると共に診断者が L の値を設定し得るようにしてもよい。このように構成した場合、診断者は試行錯誤により、実測による橈骨動脈波形と演算による橈骨動脈波形とを一致させるように L を最適値に設定することができる。

(2) 大動脈起始部の圧力波形のモデルとして、三角波ではなく、図14に示すような台形波を使用する。この場合、三角波に比べて実際の圧力波形に近いので、より正確に循環動態パラメータを求めることができる。

(3) 上記実施例においては、循環動態パラメータを数式を用いた演算により求めたが、各循環動態パラメータを所定範囲内で変化させたときのモデルの各応答波形を回路シミュレータ等によってシミュレーションし、実測の橈骨動脈波形と最もよく一致する循環動態パラメータを選択して出力するようにしてもよい。この場合、動脈系の電気的モデルおよび大動脈起始部の圧力波形のモデルとしてより実際に近い複雑なものを使用することができ、測定精度がさらに向上する。

(4) 橈骨動脈波および1回拍出量の測定箇所は図2に示す箇所に限定されるものではない。例えば手首において橈骨動脈波および1回拍出量の両方を測定してもよい。この場合、患者は腕をまくらなくても済むので患者の負担が軽減される。また、手首において1回拍出量を測定すると共に指において動脈波形を測定するようにしてもよく、さらにその逆でもよい。また、1回拍出量および動脈波形を共に指において測定してもよい。

【0033】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、安価な構成であり、かつ、患者の身体を損傷することなく循環動態パラメータを測定する脈波解析装置を実現することができるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】この発明の一実施例による脈波解析装置の構成を示すブロック図である。

【図2】 同実施例における脈波検出装置1および1回拍出量測定器2を用いた測定態様を示す図である。

【図3】 同実施例において人体の動脈系のモデルとして用いる四要素集中定数モデルを示す回路図である。

【図4】 人体の大動脈起始部の血圧波形を示す図である。

【図5】 上記大動脈起始部の血圧波形をモデリングした波形を示す波形図である。

【図6】 同実施例の動作を示すフローチャートである。

【図7】 同実施例の動作を示すフローチャートである。

【図8】 同実施例の動作を示すフローチャートである。

【図9】 同実施例の動作を示すフローチャートである。

【図10】 同実施例の動作を示すフローチャートである。

【図11】 同実施例の平均化処理により得られた橈骨動脈波形を例示する波形図である。

【図12】 同実施例の演算処理により得られた橈骨動脈波形と平均化処理により得られた橈骨動脈波形とを重ね表示した波形図である。

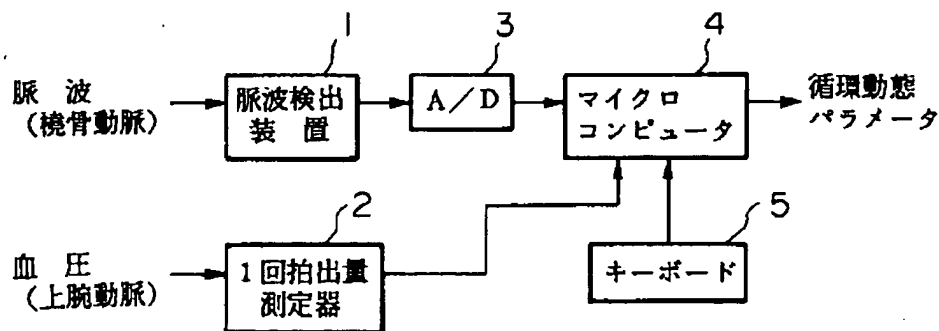
【図13】 同実施例の平均化処理により得られた橈骨動脈波形を例示すると共に該波形に適用する処理の内容を説明する図である。

【図14】 大動脈起始部の血圧波形の別のモデルを示す波形図である。

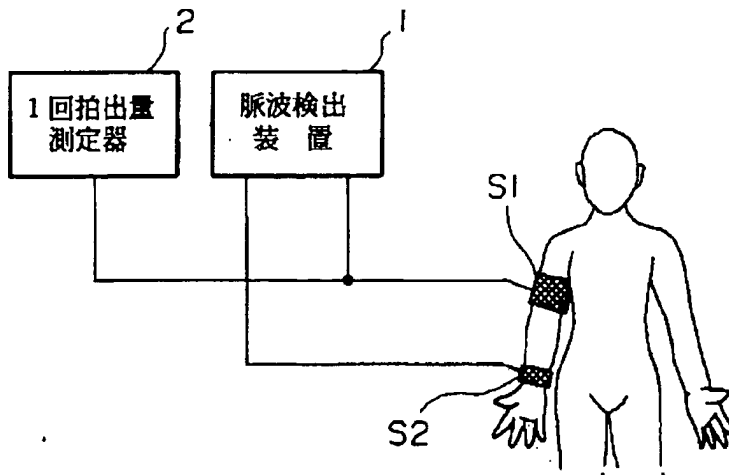
【符号の説明】

1……脈波検出装置、2……1回拍出量測定器、4……マイクロコンピュータ。

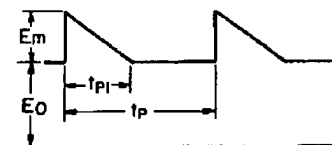
【図1】



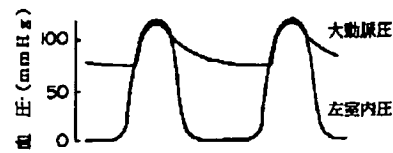
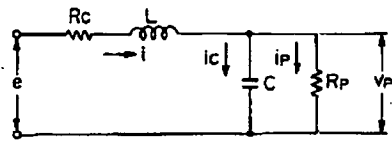
【図2】



【図5】

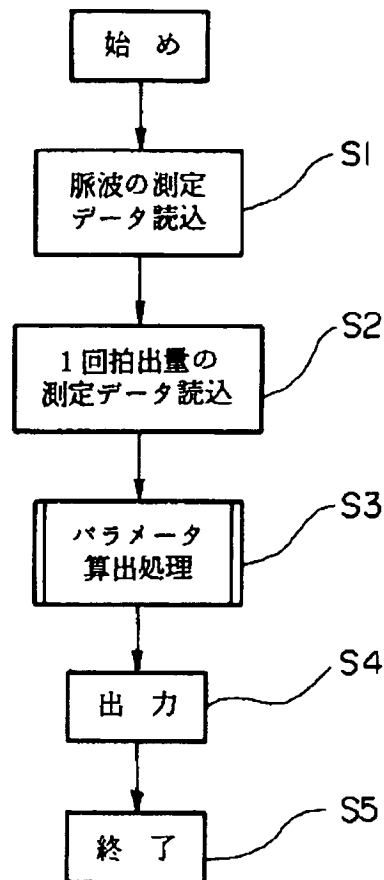


【図3】

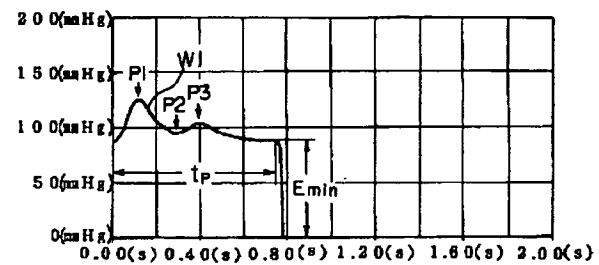


【図4】

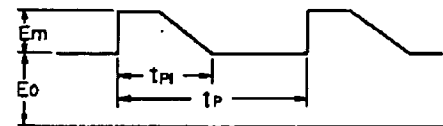
【図6】



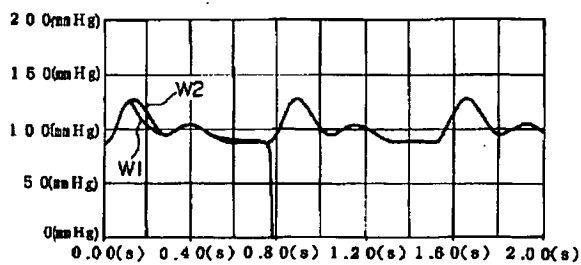
【図11】



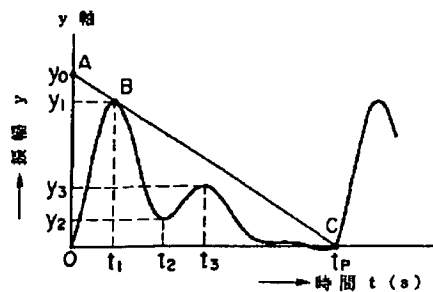
【図14】



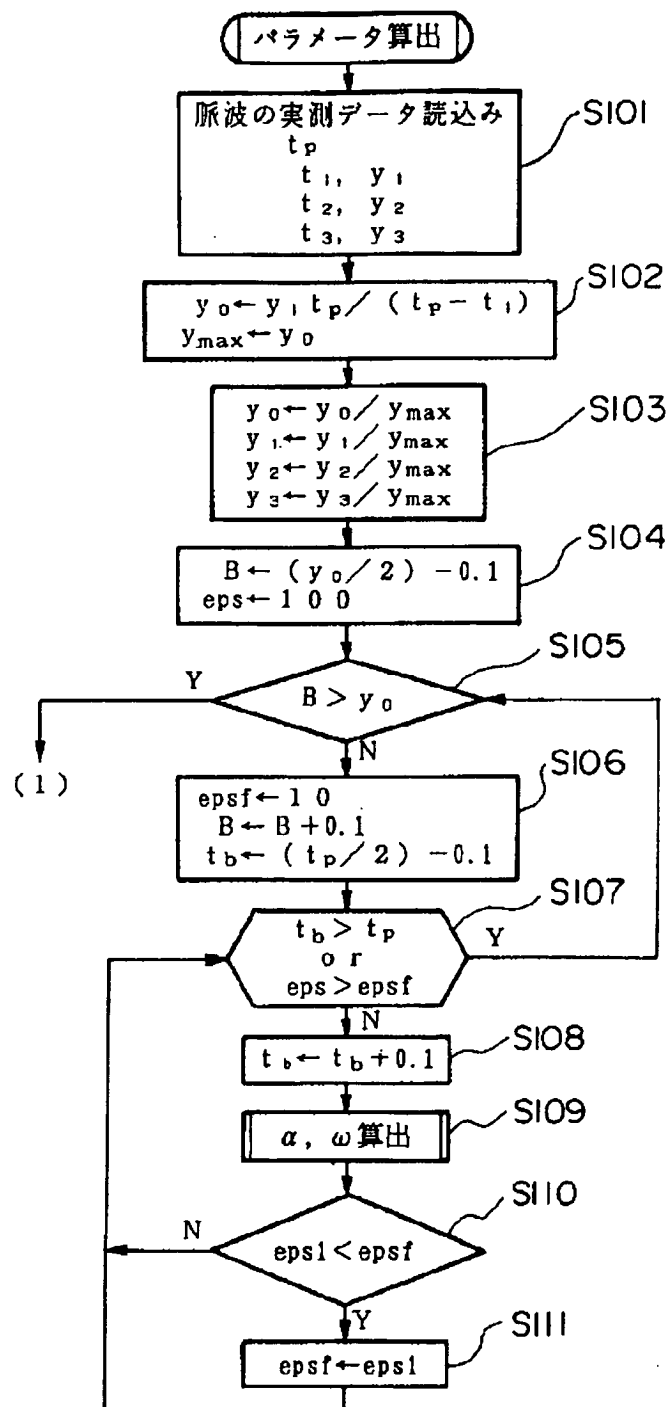
【図12】



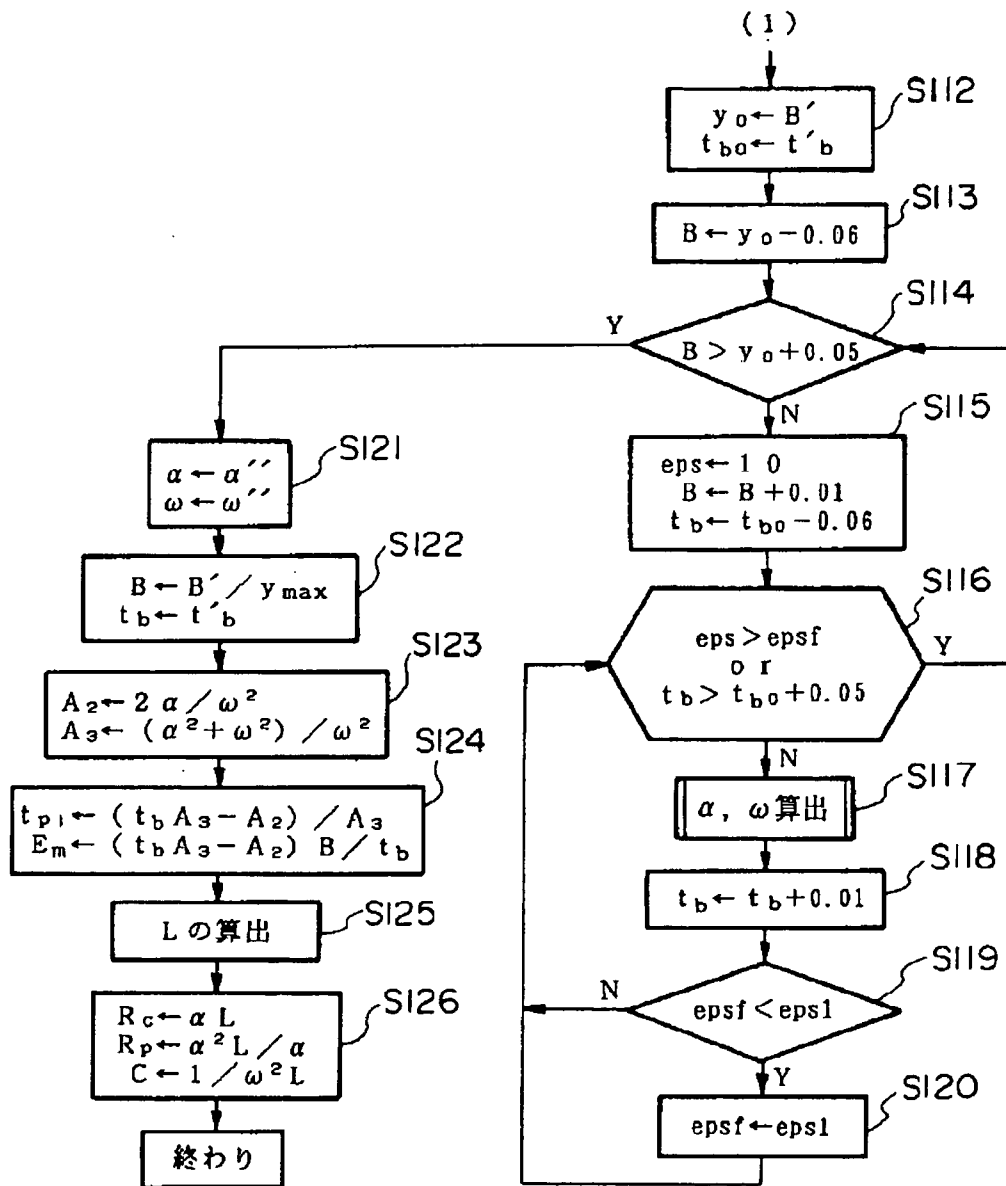
【図13】



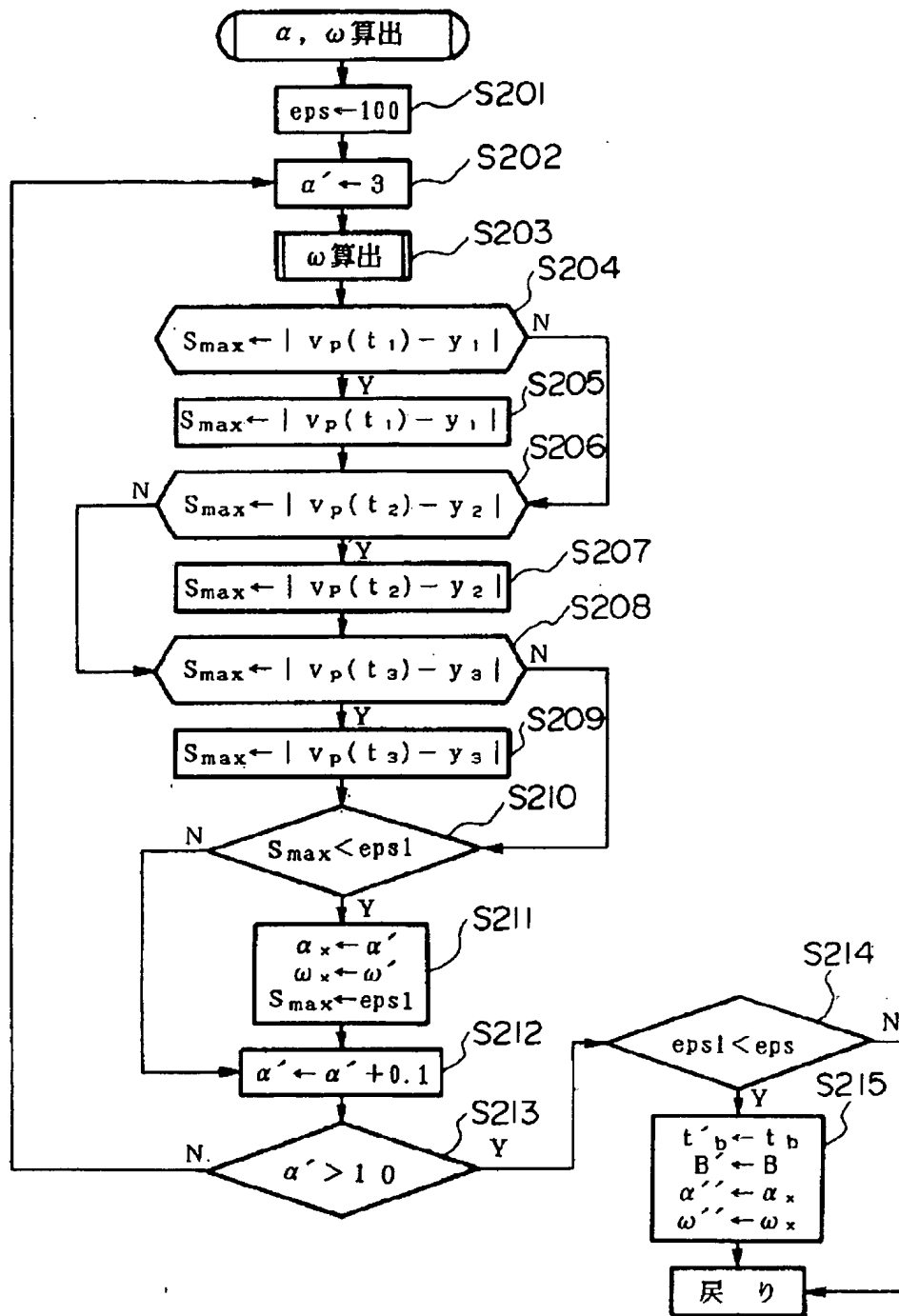
【図7】



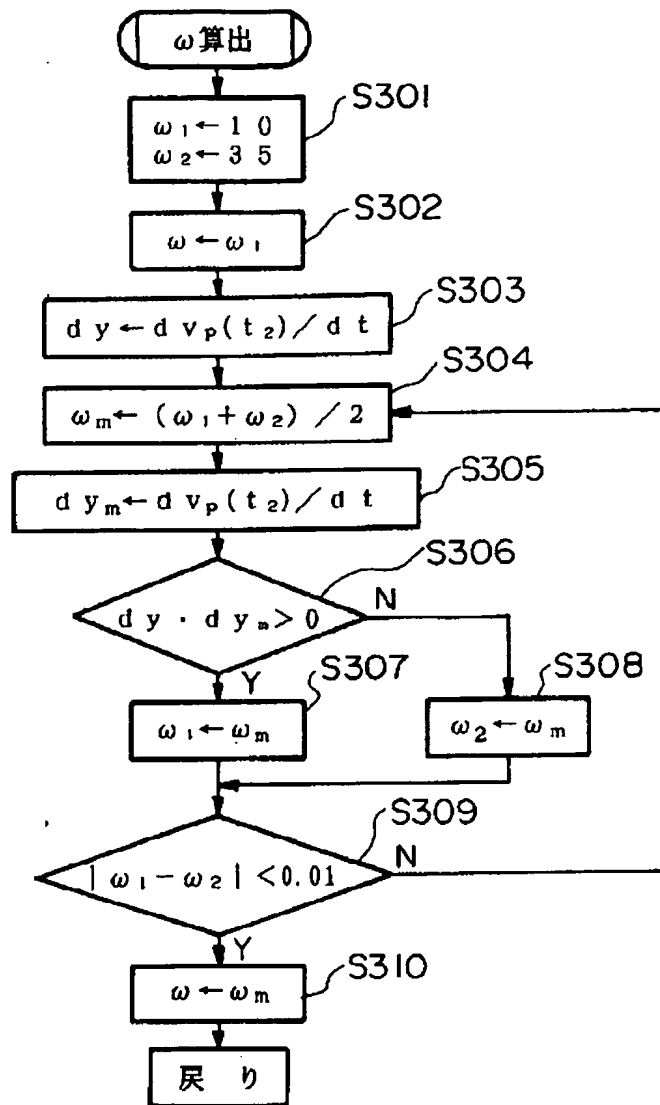
【図8】



【図9】



【図10】



【手続補正書】

【提出日】平成5年11月26日

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0007

【補正方法】変更

【補正内容】

【0007】

【実施例】以下、図面を参照し、本発明の実施例を説明する。

＜実施例の構成＞図1はこの発明の一実施例による脈波解析装置の構成を示すブロック図である。この装置は、非侵襲的なセンサにより人体から得られた情報に基づき、人体の動脈系の循環動態パラメータを評価する。なお、本実施例において取扱う循環動態パラメータの具体

的内容については後述する。図1において、1は脈波検出装置、2は1回拍出量測定器である。これらのうち、脈波検出装置1は、図2に示すように患者の手首に装着された圧力センサS2を介して橈骨動脈波形を検出すると共に患者の上腕部に装着されたカフ帯S1を介して患者の血圧を検出する。そして、橈骨動脈波形を血圧によって校正し、その結果得られる校正された橈骨動脈波形を電気信号（アナログ信号）として出力する。脈波検出装置1が出力するアナログ信号は、A/D変換器3に入力され、所定のサンプリング周期毎にデジタル信号に変換される。また、1回拍出量測定器2は、図2に示すようにカフ帯S1に接続されており、このカフ帯S1を介して心臓から1回の拍により流出される血液の量である1回拍出量を測定し、その測定結果を1回拍出量データ

(デジタル信号)として出力する。この種の1回拍出量測定器2としては、いわゆる収縮期面積法により測定を行う装置を使用することができる。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0012

【補正方法】変更

【補正内容】

【0012】次に大動脈起始部の圧力波形のモデリング*

$$e = E_0 + E_a (1 - (t/t_{r1}))$$

$t_{r1} \leq t < t_r$ の区間:

$$e = E_0$$

そして、上記(17)式および(18)式によって表される電気信号 e を図4の等価回路に入力した時の応答波形 v_p (橈骨動脈波に対応)を本実施例においては以下※

$$\begin{aligned} v_p = & E_{a1a} + B (1 - t/t_b) \\ & + D_{a1} \exp(-\alpha t) \sin(\omega t + \theta_1) \end{aligned} \quad \dots (19)$$

$t_{r1} \leq t < t_r$ の区間:

$$\begin{aligned} v_p = & E_{a1a} \\ & + D_{a2} \cdot \exp\{-\alpha(t - t_{r1})\} \cdot \sin\{\omega(t - t_{r1}) + \theta_2\} \end{aligned} \quad \dots (20)$$

上記式(19)における右辺第3項および上記式(20)における右辺第2項が既に説明した減衰振動部分(上記式(5)に対応するもの)であり、これらの項における α および ω は上記式(15)および(16)により与えられる。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0016

【補正方法】変更

【補正内容】

【0016】そして、残った定数 D_{1a} 、 D_{2a} 、 θ_1 および θ_2 は、橈骨動脈波 v_p が $t=0$ 、 t_{p1} 、 t_p において★

$$D_{1a} = \sqrt{\{(D_{11})^2 + (D_{12})^2\}} / \omega \quad \dots (31)$$

$$\theta_1 = \tan^{-1}(D_{11}/D_{12}) \quad \dots (32)$$

なる値が選ばれる。ただし、上記各式において、

$$D_{11} = (v_{01} - B - E_{a1a}) \omega \quad \dots (33)$$

$$D_{12} = (v_{01} - B - E_{a1a}) \alpha + (B/t_b) + (i_{01}/C) \quad \dots (34)$$

であり、 v_{01} と i_{01} は $t=0$ における v_p と i_c の初期値★である。また、 D_{2a} および θ_2 は、

$$D_{2a} = \sqrt{(D_{21})^2 + (D_{22})^2} / \omega \quad \dots (35)$$

$$\theta_2 = \tan^{-1}(D_{21}/D_{22}) \quad \dots (36)$$

なる値が選ばれる。ただし、上記各式において

$$D_{21} = (v_{02} - E_{a1a}) \omega \quad \dots (37)$$

$$D_{22} = (v_{02} - E_{a1a}) \alpha + (i_{02}/C) \quad \dots (38)$$

であり、 v_{02} と i_{02} は $t=t_{r1}$ での v_p と i_c の初期値である。このようにして式(19)および(20)の各定数が得られた。

【手続補正4】

【補正対象書類名】明細書

*を行う。一般に大動脈起始部の圧力波形は図4のような波形である。そこで、この圧力波形を図5に示す三角波で近似することにする。図5において近似波形の振幅と時間を E_0 、 E_a 、 t_r 、 t_{r1} とすると、任意の時間 t における大動脈圧 e は次式で表わされる。 E_0 は最低血圧(拡張期血圧)、 $E_0 + E_a$ は最高血圧(収縮期血圧)であり、 t_r は一拍の時間、 t_{r1} は大動脈圧の立ち上がりからその圧力が最低血圧値になるまでの時間である。

$0 \leq t < t_{r1}$ の区間:

$$\dots (17)$$

$$\dots (18)$$

※のように近似する。

$0 \leq t < t_{r1}$ の区間:

★で連続性を維持し得るような値、すなわち、下記条件a～dを満足する値が選ばれる。

a. 式(19)の $v_p(t_{p1})$ と式(20)の $v_p(t_{p1})$ とが一致すること

b. 式(20)の $v_p(t_p)$ と式(19)の $v_p(0)$ とが一致すること

c. 式(19)および式(20)の $t=t_{p1}$ における微分係数が一致すること

d. 式(19)の $t=0$ での微分係数および式(20)の $t=t_p$ における微分係数が一致すること

すなわち、 D_{1a} および θ_1 は、

$$\dots (31)$$

$$\dots (32)$$

$$\dots (33)$$

$$\dots (34)$$

$$\dots (35)$$

$$\dots (36)$$

$$\dots (37)$$

$$\dots (38)$$

【補正対象項目名】0017

【補正方法】変更

【補正内容】

【0017】さて、式(16)の角周波数 ω から逆算することにより中枢部での血管抵抗 R_c は、

$$R_c = \{L - 2R_f \sqrt{(LC(1 - \omega^2 LC))}\} / CR_f \quad \dots (39)$$

となる。ここで、 R_c が実数でかつ正となる条件は、

$$4R_f^2 C / \{1 + (2\omega R_f C)^2\} \leq L \leq 1/\omega^2 C \quad \dots (40)$$

である。一般に R_f のオーダは 10^3 (dyn・s/cm⁵) 程度、 C は 10^{-4} (cm⁵/dyn) 程度であり、また、 ω は脈波に重畳している振動成分の角周波数であるから 10^*

$$L = 1 / (\omega^2 C) \quad \dots (41)$$

とおくと、 R_c は、

$$R_c = L / (CR_f) \quad \dots (42)$$

となる。また、式 (41) および (42) の関係より式※

$$\alpha = 1 / (CR_f) \quad \dots (43)$$

となる。(41) 式～(43) 式の関係を用いて、 α と ω 及び四定数のいずれか1つ、例えば血液の慣性 L を用★

$$R_c = \alpha L \quad \dots (44)$$

$$R_f = \omega^2 L / \alpha \quad \dots (45)$$

$$C = 1 / (\omega^2 L) \quad \dots (46)$$

となる。上式 (44) ～(46) より、モデルのパラメータは α 、 ω および L が得られることにより確定することは明らかである。

【手続補正5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0020

【補正方法】変更

【補正内容】

【0020】＜実施例の動作＞図6～10はこの脈波解析装置の動作を示すフローチャートである。また、図11は平均化処理により得られた橈骨動脈波形を示す波形図、図12はパラメータ算出処理により得られた橈骨動脈波形W2と平均化処理により得られた橈骨動脈波形W1とを対比した波形図である。以下、これらの図を参照し本実施例の動作を説明をする。

【手続補正6】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0025

【補正方法】変更

【補正内容】

【0025】まず、マイクロコンピュータ4は、メモリに取り込んだ1拍分の橈骨動脈波形について、血圧が最大となる第1ポイントP1に対応した時間 t_1 および血圧値 y_1 と、第1ポイントの後、血圧が一旦落込む第2ポイントに対応した時間 t_2 および血圧値 y_2 と、2番目のピーク点である第3ポイントP3に対応した時間 t_3 および血圧値 y_3 を求める。また、メモリに取り込んだ橈骨動脈波形について1拍の時間 t_f 、最低血圧値 E_{min} ((3) 式と(4) 式の第1項目に相当) を求める(ステップS101)。以上の処理により、パラメータ演算処理に必要な各データとして以下例示するものが得られる。

第1ポイント: $t_1 = 0.104$ (s)、 $y_1 = 123.4$ (mmHg)

* (rad/s) 以上であるとみてよい。このため、式(40)の下限はほぼ $1/\omega^2 C$ とみなせる。そこで、 L を簡略化のため近似的に、

★いて残りのパラメータを表わすと、

第2ポイント: $t_2 = 0.264$ (s)、 $y_2 = 93.8$ (mmHg)

第3ポイント: $t_3 = 0.38$ (s)、 $y_3 = 103.1$ (mmHg)

1拍の時間: $t_f = 0.784$ (s)

最低血圧: $E_{min} = 87.7$ (mmHg)

1回拍出量データ: $SV = 103.19$ (cc/beat)

なお、第2ポイントP2と第3ポイントP3を区別することが困難なだらかな脈波の場合には、第2と第3ポイントの時間を $t_2 = 2t_1$ 、 $t_3 = 3t_1$ としてその点の血圧値を決定する。

【手続補正7】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0028

【補正方法】変更

【補正内容】

【0028】f. そして、 t_{f1} 、 E_a 、 E_o を式(28)～(30)、(44)～(46)に基づいて算出する(ステップS123、S124)。この結果を以下例示するものが得られる。

$t_{f1} = 0.588$ (s)

$E_a = 27.4$ (mmHg)

$E_o = 90.3$ (mmHg)

g. そして、式(50)を用い、1回拍出量から L の値を算出し(ステップS125)、残りのパラメータ値を式(44)～(46)により求める(ステップS126)。この結果、以下例示するパラメータが得られる。

$L = 7.021$ (dyn・s²/cm⁵)

$C = 2.407 \times 10^{-4}$ (cm⁵/dyn)

$R_c = 29.5$ (dyn・s/cm⁵)

$R_f = 958.2$ (dyn・s/cm⁵)

また、直流的な(平均的な)総末梢血管抵抗TPRを以下のようにして算出する。

$TPR = R_c + R_f = 1018.7$ (dyn・s/cm⁵)

となる。

【手続補正8】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0030

【補正方法】変更

【補正内容】

【0030】確認のため、算出したパラメータで式（4

0）を計算すると、

$$6.969 \leq L \leq \underline{7.021}$$

となり、式（41）の近似は妥当であるといえる。また、図12に示す通り、算出したパラメータを用いて計算した橈骨動脈波形と実測波形（1分間の平均波形）とは非常によく一致しているといえる。